

(19) BUNDESREPUBLIK

DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENT- UND
MARKENAMT

Offenlegungsschrift

(10) DE 199 54 047 A 1

(5) Int. Cl. 7:

A 61 B 3/113

(11) Anmelder:

Chronos Vision GmbH, 12247 Berlin, DE

(14) Vertreter:

Cohausz Hannig Dawidowicz & Partner, 12489
Berlin

(12) Erfinder:

Clarke, Andrew H., Dr.-Ing., 14163 Berlin, DE

(16) Entgegenhaltungen:

DE 38 00 076 C2
US 56 14 967 A
US 48 80 017 A
JP 04-3 29 925 AA
JP 10-14 882 AA

JP Patent Abstracts of Japan:
0004329925 AA;
10014882 A;

DE 199 54 047 A 1

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

(34) Verfahren und Anordnung zum Erfassen von mehrdimensionalen Augenbewegungen sowie
Markierungs-Tintur hierfür

(57) Die Erfindung betrifft ein Verfahren und eine Anordnung zum Erfassen von mehrdimensionalen Augenbewegungen sowie eine Markierungs-Tintur hierfür.
Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, ein Verfahren und eine Vorrichtung der eingangs genannten Art derart zu verbessern, daß unter Wegfall der rechneraufwendigen Grauwertverarbeitung die Messung von horizontalen, vertikalen und torsionalen Bewegungskomponenten des Auges im Kopf mit hoher Auflösung in Echtzeit ermöglicht wird und zugleich die künstliche Markierung ohne zusätzliche Anwendung von Wasser durch die Tränenflüssigkeit auswaschbar ist.

Die Messung und Verarbeitung der Meßwerte nach dem erfindungsgemäßem Verfahren umfaßt folgende Schritte:
a) Aufbringen von mindestens zwei nichttoxischen Tintur-Markierungen in einer vorgegebenen Geometrie auf die Bindehaut des Auges außerhalb der Kornea zur Herstellung einer eindeutigen Kontrast-Signatur unter Infrarotbeleuchtung;

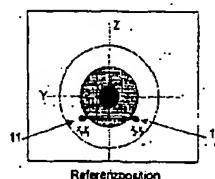
b) einmaliges Bestimmen der Koordinaten eines rotationsneutralen Bezugspunktes Pupillenmittelpunkt beim Geradeausblick als Referenzposition vor Beginn der Messung;

c) Erfassen, Digitalisieren und Speichern der Bildsequenzen mit dem optoelektronischen Sensor;

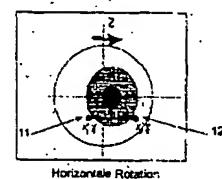
d) Binarisieren und Segmentieren eines jeden Augenbildes durch Schwellwerttrennung nach der künstlichen Kontrast-Signatur und Bestimmen der Koordinaten der Markierungen gemäß Schritt b);

e) Zuordnen der Koordinaten des rotationsneutralen Bezugspunktes zu den Koordinaten der ...

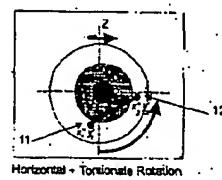
A



B



C



Beschreibung

Die Erfindung betrifft ein Verfahren zum Erfassen von mehrdimensionalen Augenbewegungen, insbesondere horizontalen, vertikalen und torsionalen Augenbewegungen, bei dem das Auge mit diffusem Infrarotlicht beleuchtet wird und durch einen optoelektronischen Sensor Bildsequenzen des Auges erfaßt werden, die einer dedizierten Rechenarchitektur zur Verarbeitung zugeführt werden, die die Koordinaten der Augenbewegung bestimmt und wahlweise die Bildsequenzen mit den ermittelten Koordinaten aufzeichnet und auf einem Monitor anzeigt.

Die Erfindung betrifft ferner eine Anordnung zum Erfassen von mehrdimensionalen Augenbewegungen, insbesondere horizontalen, vertikalen und torsionalen Augenbewegungen, mit einer das Auge beleuchtenden diffusen IR-Lichtquelle, einem optoelektronischen Sensor zur Erfassung von Bildsequenzen des Auges, einer dedizierten Rechenarchitektur zur Bildverarbeitung für die Bestimmung der Augenbewegungen und künstlich auf der Bindehaut aufgebrachten Markierungen aus nichttoxischer Tintur.

Des weiteren betrifft die Erfindung eine Tintur zur künstlichen Markierung der Bindehaut des Auges für die Erfassung von mehrdimensionalen Augenbewegungen.

Die Messung von Augenbewegungen ist ein wesentliches Hilfsmittel für Wissenschaftler in den unterschiedlichsten Arbeitsgebieten, beispielsweise Physiologen, Psychologen, Ergonomen, Ophthalmologen und Neurologen. Dementsprechend steht die Entwicklung bzw. Verbesserung universell einsetzbarer hochauflösender Meßtechniken stets im Mittelpunkt des allgemeinen Interesses.

Das menschliche Auge wird von drei mehr oder weniger rechtwinklig zueinander angeordneten Muskelpaaren positioniert bzw. bewegt. Dies erlaubt die Rotation des Auges um die drei orthogonalen Achsen des Auges im Kopf. Allgemein bezeichnet man diese Komponenten als horizontale, vertikale und torsionale Rottionskomponenten.

In der Vergangenheit wurden zunächst Methoden zur ein- bzw. zweidimensionalen Messung der Augenbewegungen; d. h. zur Messung der horizontalen und vertikalen Komponenten der Augenbewegungen, entwickelt. Darunter sind fotografische bzw. video-okulografische Ansätze zu finden, die auf einem sogenannten "Objekt-Tracking" im Bild basieren (CLARKE A. H., TEIWES W., SCHERER H. "Videooculography - an alternative method for measurement of three-dimensional eye movements", 1991, S. 431-443 in Schmidt R. Zambabri D (Eds) Oculomotor Control and Cognitive Processes Elsevier, Amsterdam). Diese bekannten auf Bildverarbeitung basierenden Systeme gestatten die Messungen der horizontalen und vertikalen Augenposition mit Meßgenauigkeiten von 0,1 Grad über einen Bereich von +/- 20 Grad. Dabei wird vorausgesetzt, daß der Pupillenmittelpunkt einen festen Punkt auf dem Augenbulbus, und somit als akkurate Indikator der horizontalen und vertikalen Position des Auges im Kopf dient. Neuerdings wird diese Annahme in Frage gestellt (WYATT, H. J. (1995) "The form of the human pupil", Vision Res. 35, 14, 2021-2036). In diesem bekannten Stand der Technik wird festgestellt, daß der Schwerpunkt der Pupille bei Konstriktion bzw. Dilatation variiert.

Zur dreidimensionalen Messung der Augenbewegung, d. h. der horizontalen, vertikalen und torsionalen Rotationskomponenten, sind prinzipiell zwei Lösungsansätze bekannt.

So erlaubt die auf elektromagnetische Induktion basierende sklerale "Search-Coil"-Technik die genaueste Messung der Rotation des Auges um alle drei Achsen. Bei dieser im Jahre 1963 eingeführten Methode wird eine in einem

kontaktlinsenähnlichen Annulus eingebettete Spule mit etwa 10 Windungen auf das zu messende Auge aufgesetzt, während sich der Kopf des Probanden innerhalb eines homogenen Magnetfeldes befindet. Nach dem elektromagnetischen Induktionsgesetz wird eine Spannung proportional zum Winkel zwischen der Spule und dem magnetischen Feld induziert. Diese Spannung gibt die Winkelposition des Auges im Raum wieder.

Trotz ihrer hohen Auflösung hat die "Search-Coil-Technik" eine Reihe von Nachteilen. Der Proband muß eine Haftschale mit der eingebetteten Drahtspule auf dem Auge tragen. Dies bedeutet einen halb-invasiven Eingriff mit einigen Risiken für den Probanden. Außerdem verursachen die individuell verschiedenen Krümmungen des Auges bzw. der Kornea Probleme bei der Kalibrierung. Darüber hinaus kommt es immer wieder zum Wegrutschen der Haftschale, beispielsweise durch Blinzeln. Bedingt durch das Prinzip der elektromagnetischen Induktion erlaubt diese Meßtechnik eine Messung der Rotation, nicht aber der Translation des Auges. Hinzu kommt, daß der elektromagnetische Aufbau durch diverse metallische Gegenstände gestört werden kann. Schließlich sind die Kosten der verwendeten Haftschalen hoch. Die Lebensdauer der Haftschalen ist mit 1 bis 6 Messungen relativ gering.

Die Messung der dreidimensionalen Augenbewegungen mit Hilfe der Bildverarbeitungstechnik (Video-Okulographie) ist aus CLARKE A. H., TEIWES W., SCHERER H. ("Videooculography - an alternative method for the registration of eye movements in three dimensions", 5th European Conference on Eye Movements, Pavia, 1993), CLARKE A. H. ("Image processing techniques for the measurement of eye movement", Ygge J, Lennéstrand G (Eds), Eye Movements in Reading, Elsevier, Oxford, NY pp 21-38, 1991), CLARKE A. H. ("Neuere Aspekte des vestibulookulären Reflexes", Europ Arch ORL, Suppl: 1995/I, 117-153) und der EP-A 0 456 166 bekannt.

Diese bekannten Verfahren basieren ausschließlich auf der Auswertung von Bildsequenzen des natürlichen Auges, die mit herkömmlichen Videokameras aufgezeichnet werden. Sie gestatten die Messung der horizontalen, vertikalen und torsionalen Augenposition mit einer Meßgenauigkeit von 0,1 Grad. Die jeweiligen Abtastraten entsprechen den Standard-Bildfrequenzen für Videosysteme, d. h. 25 bzw. 30 Hz. Dabei werden verschiedene Algorithmen zur Verfolgung des Pupillenmittelpunktes sowie natürlicher Kontrastmerkmale auf der Iris eingesetzt.

Wie bei den zweidimensionalen Systemen wird vorausgesetzt, daß der Pupillenmittelpunkt einen festen Punkt auf dem Augenbulbus darstellt, und somit als akkurate Indikator der horizontalen und vertikalen Position des Auges im Kopf dient. Hinzu kommt, daß der ermittelte Pupillenmittelpunkt auch als Referenzpunkt für die Definition der Irismerkmale herangezogen wird.

Die Ermittlung des Pupillenmittelpunktes kann auf verschiedenen Wegen erfolgen. Bei fast all diesen bekannten Methoden wird als erster Schritt das Augenbild binär quantisiert. Durch Vorgabe einer Luminanzschwelle kann die "schwarze Pupille" leicht segmentiert werden. Auf der Grundlage des so entstandenen binär quantisierten Bildes kann nun das Pupillenzentrum berechnet werden. Gängige Verfahren verwenden die Berechnung der Momente nullter Ordnung (sogenannte "centre-of-gravity-Methode") oder die geometrische Analyse der erkannten Randpunkte der "schwarzen Pupille".

Zusätzlich zu der Bestimmung der Pupillenkoordinaten wird nach CLARKE, A. H., TEIWES, W., SCHERER, H. ("Videooculography - an alternative method for the registration of eye movements in three dimensions", Proc. 5th Euro-

pean Conference on Eye Movements, Pavia 1989) die Drehung des Auges um den ermittelten Pupillenmittelpunkt (Augentorsion) anhand der sogenannten Polarkorrelation berechnet. Bei der Polarkorrelation wird von jedem Bild ein durch Polarkorrelation definiertes Kreissegment auf der Iris abgetastet. Die Lage des Segmentes wird für jedes Auge individuell so ausgewählt, daß eine sogenannte Irissignatur mit kontraststarken Merkmalen abgetastet werden. Eine anschließende Kreuzkorrelation der Irissignatur aus dem aktuellen gegenüber derer aus einem Referenzbild ermöglicht die Berechnung der relativen torsionalen Augenposition. Bei dieser bekannten Methode ist es wichtig, die geometrischen Fehler zu korrigieren, die durch die orthogonale Projektion des kugelförmigen Auges auf der Sensorebene entstehen (HASLWATER T., MOORE S., "A theoretical analysis of three dimensional eye position measurement using polar cross-correlation", IEEE Trans ME 42, 11 1053-1061, 1995).

Es sind weiter eine Reihe ähnlicher Verfahren bekannt worden (CLARKE, A. H. ("Neuere Aspekte des vestibulären Reflexes", Europ Arch ORL, (Suppl. 1995/I) 117-153); die zweidimensionale Korrelationsberechnungen bzw. Fast-Fourier-Transformationen einsetzen. Alle diese bekannten Verfahren arbeiten mit der Erkennung natürlicher Irissignaturen.

Das Bestimmen der horizontalen und vertikalen Augenkoordinaten aus dem Mittelpunkt der Pupille ist immer mit einem gewissen Fehler behaftet. Wie von WYATT, H. J. ("The form of the human pupil", Vision res. 35, 14, 2021-2036, 1995) beschrieben, ändert sich während der Dilatation bzw. Konstriktion auch die Form der Pupille und somit ändern sich auch die Koordinaten des Mittelpunktes, ohne daß eine Bewegung des Augapfels stattgefunden hätte.

Ein weiterer Nachteil ist dadurch bedingt, daß die Qualität der Messung der dritten Rotationskomponente, die Torsion um die Blickachse, sehr stark von der Ausprägung der natürlichen Irissignatur abhängig ist. Die Meßqualität wird daher vom "Rauschabstand" in der Irissignatur bestimmt.

Video-okulografische Verfahren arbeiten regelmäßig mit Infrarotbeleuchtung, die oft ein sehr kontrastarmes Bild der Irisstrukturen liefert, wodurch die Meßqualität weiter vermindert wird. Bei denjenigen Probanden mit schwach ausgeprägten Irismustern mißlingt die zuverlässige Messung der torsionalen Komponente. Dieser Nachteil trifft auch für das aus der EP 0 456 166 B1 bekannte Verfahren der Extraktion eines natürlichen Irismerkmales zu.

Die bekannten Verfahren erfordern, bedingt durch die Grauwertverarbeitung der Irismerkmalen und den Korrelationsalgorithmus, einen sehr hohen Rechenaufwand, so daß eine Echtzeitmessung selbst bei der gängigen Bildfrequenz von 25 bzw. 30 Hz bisher nicht erreicht werden konnte.

Aus der DE-A 38 00 076 ist des weiteren ein Träger zur Aufnahme von optischen Markierungen oder optischen Abdeckungen oder Filtern oder sonstigen optisch relevanten Elementen zum Aufsetzen auf die menschliche Hornhaut bekannt. Auf der der Hornhaut zugewandten Seite sind an der Peripherie des Trägers kleine Spalten angebracht, die sich in die Hornhaut oder in die Bindegewebe einbohren, so daß der Träger relativ zum Auge bei Augenbewegungen fixiert bleibt. Der Träger dient zur Aufnahme von optischen Markierungen für Bewegungssensoren oder zur Ausblendung eines Teils des verwendeten Lichts.

Einerseits führt ein mehrmaliges Aufsetzen des bekannten Trägers auf das Auge zu nicht vernachlässigbaren Deformationen bzw. Verletzungen der Horn- oder Bindegewebe, andererseits ist das Markieren an ein- und derselben Stelle nicht mehr möglich, weil der Träger mit seinen Spalten keinen Halt mehr findet.

Die Anwendung einer Markiertinte zum Auftragen auf die Bindegewebe und die Hornhaut ist aus der JP-A 04-329 925 bekannt. Diese bekannte Markiertinte wird entweder mit einem Pinsel, Stift oder einer Düse aufgetragen und dient der Beobachtung der torsionalen Augenbewegung. Die nichtinvasive Tinte besteht aus einer Mischung aus schwarzem Kohlenstoff und einem schnell trocknenden Bindemittel wie Polysaccharid- oder Polyvinylalkohol. Sie klebt gleichermaßen auf der Haut und läßt sich nur mit von außen aufgebrachtem Wasser entfernen. Eine Erfassung der horizontalen und vertikalen Bewegungskomponenten ist nicht möglich:

Bei diesem Stand der Technik liegt der Erfundung die Aufgabe zugrunde, ein Verfahren und eine Anordnung der eingangs genannten Art derart zu verbessern, daß unter Wegfall der rechneraufwendigen Grauwertverarbeitung die Messung von horizontalen, vertikalen und torsionalen Bewegungskomponenten des Auges im Kopf mit hoher Auflösung und in Echtzeit ermöglicht wird und zugleich die künstliche Markierung ohne zusätzliche Anwendung von Wasser durch die Tränenflüssigkeit auswaschbar ist.

Diese Aufgabe wird durch ein Verfahren der eingangs genannten Gattung mit den Merkmalen des Anspruches 1, durch eine Anordnung mit den Merkmalen des Anspruches 11 und durch die Markierungs-Tintur mit den Merkmalen des Anspruches 14 gelöst.

Vorteilhafte Ausgestaltungen des Verfahrens und der Anordnung sind den Unteransprüchen entnehmbar.

Die Erfundung zeichnet sich vor allem dadurch aus, daß der Pupillenmittelpunkt bzw. der Bezugspunkt nur ein einziges Mal vor Beginn der Messung ermittelt werden muß. Es entfällt die rechnerintensive Graustufenverarbeitung des Augenbildes, so daß die Messung in Echtzeit möglich wird. Das Meßverfahren wird vereinfacht, ist kostengünstiger und zugleich genauer. Die Markierungen aus der erfundungsgegenwärtigen Tintur werden nach der Messung problemlos durch die Tränenflüssigkeit des Probanden ausgewaschen. Es entfällt die Nachfolgeprozedur des Auswaschens mit Wasser aus dem Auge.

Weitere Vorteile und Einzelheiten ergeben sich aus der nachfolgenden Beschreibung unter Bezugnahme auf die beigefügten Zeichnungen.

Die Erfundung soll nachstehend an einem Ausführungsbeispiel näher erläutert werden.

Es zeigen:

Fig. 1 eine Vorderansicht eines Augapfels mit an diesem angreifenden Muskeln,

Fig. 2 eine Vorderansicht eines mit einer kreisförmigen Markierung versehenen Auges,

Fig. 3 eine weitere Vorderansicht eines mit zwei kreisförmigen Markierungen versehenen Auges,

Fig. 4 eine schematische Darstellung der Lageveränderung der Markierung gemäß Fig. 1 im Falle einer Rotation des Auges um die Z-Achse des Auges,

Fig. 5 eine weitere schematische Darstellung der Lageveränderung der Markierung gemäß Fig. 1 im Falle einer Rotation des Auges um die Y-Achse des Auges,

Fig. 6 eine weitere schematische Darstellung der Lageveränderung der Markierung gemäß Fig. 1 im Falle einer Rotation des Auges um die torsionale Augenachse (Blickrichtung) und

Fig. 7 bis 9 in schematischer Darstellung die den Fig. 4 bis 6 entsprechenden Lageveränderungen von vier punktförmigen Markierungen.

In Fig. 1 ist der Augapfel 1 mit den drei okulären Muskeln 2, 3, 4 dargestellt. Durch die Hebelwirkung dieser Muskeln wird das Auge um die Achsen X, Y, Z gedreht, wobei eine Drehung um die Z-Achse als horizontale, um die Y-Achse als vertikale und um die X-Achse als torsionale Au-

genbewegung bezeichnet wird. Dabei ist das orthogonale Koordinatensystem 5 so angeordnet, daß die X-Achse parallel zur Blickrichtung durch die Pupille 6 liegt.

In Fig. 2 ist schematisch ein mit einer Markierung 10 und in Fig. 3 ein mit zwei Markierungen 11, 12 versehenes Auge dargestellt. Dabei liegen die Markierungen außerhalb der Pupille 6 am Rand 7 zwischen Iris 8 und Sklera 9.

Vor der Applikation der Markierungen wird das Auge mit einem herkömmlichen Lokalanästhetikum, beispielsweise Kerakain in Tropfenform, ähnlich wie vor einer Messung des okulären Druckes behandelt. Anschließend werden die Markierungen aus nichttoxischer Tinktur mit einem sterilen Stift entsprechend aufgebracht. Dabei werden die Markierungen stets nur auf der Bindehaut (Sklera) außerhalb der verletzbaren Kornea aufgebracht. Die aufgebrachten Markierungen werden aus dem Auge nach etwa einer Stunde auf natürliche Weise durch die Tränenflüssigkeit ausgewaschen. Als besonders vorteilhaft erweist sich die Verwendung einer oder mehrerer kreisförmiger Markierungen. Bei der Durchführung des Verfahrens wird in bekannter Weise eine Bildsequenz des Auges mit Hilfe eines Videosensors oder anderweitigen optoelektronischen Matrix erfaßt und mit digitalen Bildverarbeitungstechniken verarbeitet. Unter unsichtbarer Infrarotbeleuchtung, beispielsweise LED's mit einer Wellenlänge von 880 bzw. 930 nm, setzen sich die aufgebrachten Markierungen deutlich von den übrigen Teilen des Bildes ab, so daß eine Schwellwerttrennung des Luminanzsignals möglich wird. Auf diese Weise wird jedes Bild der Sequenz binarisiert und die Koordinaten der zwei (oder mehreren) diskriminierten Objekte mit bekannten Algorithmen berechnet. Da die Form und die Anordnung der aufgebrachten Markierungen vorgegeben ist, eignen sich hierfür die Berechnung des nullten und ersten Moments der Markierungsform sowie die Anwendung eines "template-matching"-Verfahrens (vgl. CLARKE A. A. u. a. in Elsevier).

Mit diesem Ansatz entfällt das komplexe Graustufenberechnungsverfahren (FFT, Korrelation), so daß eine Echtzeit erfassung und darüber hinaus eine Erhöhung der Messung (d. h. höhere Bild-Abtastrate mit entsprechend schnellen optoelektronischen Bildsensoren) erreicht wird.

Fig. 4A (oben) zeigt die Lage der Markierung 11 und 12 in der Referenzposition und Fig. 4B (mitte) die Lage der Markierungen 11 und 12 nach einer Rotation um die Z-Achse (horizontale Rotation). In Fig. 4C ist die Lage der Markierungen 11 und 12 nach einer obliquen Rotation um die Z-Achse und dann um die X-Achse (torsional) dargestellt.

Fig. 5A und 5B zeigen die Lagen der Markierungen 11 und 12 vor und nach einer Rotation um die Y-Achse (vertikale Rotation). Fig. 5C stellt die Lage der Markierungen 11 und 12 nach einer obliquen Drehung um die Y-Achse, gefolgt von einer Drehung um die X-Achse dar.

In Fig. 6A und Fig. 6B sind die Lagen der Markierung 11 und 12 vor (oben) und nach (mitte) einer Rotation um die torsionale Augenachse X illustriert.

Fig. 6C zeigt die Lage der Markierungen 11 und 12 nach einer obliquen Drehung um die Z-Achse, um die Y-Achse und um die X-Achse.

Entsprechend der Bildsequenz entsteht eine zeitliche Folge von Koordinatendaten, die die Berechnung der drei Rotationskomponenten der Augenbewegung auf einfache Weise erlaubt.

Ähnlich dem von HASLWATER T. und MOORE S. ("A theoretical analysis of three dimensional eye position measurement using polar cross-correlation", IEEE Trans ME 42, 11 1053-1061, 1995) beschriebenen Verfahrens kann hier auch eine Korrektur des Projektionsfehlers vorgenommen werden.

Ein wichtiger Aspekt besteht darin, die Zweideutigkeit der Anordnung von jeweils zwei aufgebrachten Markierungen für die Bestimmung der Augenposition zu nutzen.

Aus Fig. 4 bis 6 ist zu erkennen, daß sobald eine Änderung der torsionalen Position eintritt; es fälschlicherweise zu einer horizontalen bzw. vertikalen Verschiebung kommt. Durch die Einbeziehung der geometrischen Anordnung des Pupillenmittelpunktes zu den beiden Markierungen läßt sich über die Abbildung des Auges eine Fläche aufspannen, die die eindeutige Berechnung der horizontalen, vertikalen und torsionalen Position erlaubt. Hierfür muß der Pupillenmittelpunkt nur einmal bei der Meßvorbereitung durchgeführt werden, am besten mit dem Auge in der "Geradeaus"-Referenzposition. Da angenommen wird, daß das Auge ein fester Körper ist und somit die Anordnung der Markierungen und der Pupillenmittelpunkt ortsfest ist, kann danach dieser dritte Punkt für jedes Bild von den Koordinaten der beiden Markierungen, und somit die dreidimensionale Position des Auges numerisch ermittelt werden.

Die horizontale und vertikale Koordinaten der Augenposition sind durch die ermittelten Koordinaten des dritten Punktes des aufgespannten Dreiecks, d. h. des rekonstruierten Pupillenmittelpunktes, gegeben.

Die Drehung des Auges um Blickachse wird durch Ermittlung der Lage der Verbindungslinien zwischen den Markierungen mit deren Ausgangs- bzw. Referenzlage

$$\psi_i = \Psi_{\text{akt}} - \Psi_{\text{null}}$$

bestimmt.

Natürlich ist es auch möglich, durch zusätzliche Markierungen ohne Bezug auf den Pupillenmittelpunkt eine entsprechende Fläche zur Ermittlung der Augenposition auf dem Augenbild aufzuspannen.

Im letzten Schritt werden aus der Folge der Objektkoordinaten aus jedem Bild die drei Rotationskomponenten der Augenbewegung in Grad-Einheiten bestimmt.

Dies geschieht beispielsweise auf folgende Weise:

Mit Hilfe einer Blickwinkelkalibrierung wird der effektive Radius des Augapfels bestimmt. Dabei betrachtet der Proband mit dem zu messenden Auge eine Tafel mit einem Achsenkreuz, auf dem punktförmige Lichtquellen in bestimmten Winkelabständen montiert sind (siehe Fig. 9).

Da der Abstand zwischen Auge und Tafel im Vergleich zum Augenradius groß ist, lassen sich die Blickwinkel zwischen dem mittleren Punkt und den exzentrischen Punkten auf den Achsen durch $\Phi = \arctan(y/a)$ bzw. $\Theta = \arctan(x/a)$ berechnen. Die Augenbewegungen werden gemessen, während der Proband abwechselnd die Lichtpunkte fixiert.

Die Berechnung des Augenradius Γ_{auge} erfolgt nach folgender Gleichung

$$\begin{bmatrix} x_i \\ y_i \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \Gamma_{\text{auge}} \sin \theta_i \cos \phi_i \\ \Gamma_{\text{auge}} \sin \phi_i \end{bmatrix}$$

für jeden der fixierten Punkte, dessen Winkel ungleich null ist. Diese Gleichung ergibt sich aus der klassischen Lehre der Rotationstransformation (siehe HASLWATER T., MOORE S., "A theoretical analysis of three dimensional eye position measurement using polar cross-correlation", IEEE Trans BME 42, 11, 1053-1061).

Wenn der Drehradius des Augapfels bekannt ist, kann die horizontale und vertikale Koordinate des Auges für jeden Abtastpunkt anhand der Gleichungen

$$\theta = \arcsin((x_i - x_{i+1})/\Gamma_{\text{auge}}); \Phi = \arcsin((y_i - y_{i+1})/\Gamma_{\text{auge}})$$

bestimmt werden.

In den Fig. 7 bis 9 ist eine Anordnung dargestellt, bei der mit vier punktförmigen Markierungen gearbeitet wird. Diese Lösung erlaubt eine Bestimmung der Augenbewegung ohne Ermittlung des Augenradius bzw. ohne Kalibrierungsprozedur. Die Fig. 7 zeigt die Lage der Markierungen bei einer Drehung um die horizontale, Fig. 8 eine Drehung um die vertikale und Fig. 9 eine Drehung um die torsionale Achse mit den entsprechenden Projektionsverzerrungen. 10

Wegen der kugelförmigen Form des Augapfels führt eine Drehung um die horizontale bzw. vertikale Achse zu einer Verzerrung in der Projektion der Markierungen bzw. ihrer Anordnung auf der Abbildungsebene des Bildsensors. Die Drehung um die Z- und Y-Achsen kann durch trigonometrische Berechnung bestimmt werden. Der Drehwinkel, der durch eine Verkürzung bzw. Verlängerung der orthographischen Projektion einer horizontalen bzw. vertikalen Linie (Markierung oder Abstand zwischen zwei Markierungen) abgebildet wird, entspricht 20

$$\theta = \arccos(A'B'/AB) \text{ bzw. } \Phi = \arccos(A'C'/AC).$$

Bei beiden Ansätzen wird die Drehung des Auges um die Blickachse durch Bestimmung der Lage der Markierung 25 dargestellt bzw. der Verbindungslien zwischen den Markierungen mit deren Referenzlagen ermittelt.

Aufstellung der verwendeten Bezugszeichen

1 Augapfel	30
2, 3, 4 okuläre Muskel	
5 orthogonales Koordinatensystem	
6 Pupille	
7 Rand der Pupille	35
8 Iris	
9 Sklera	
10 Markierung	
11, 12 weitere Markierungen	
X torsionale Achse (Blickachse)	
Z horizontale Achse	40
Y. vertikale Achse	
θ Winkelstellung um das Drehzentrum	
φ Winkeldrehung um das Drehzentrum	
ψ Winkeldrehung um die Blickachse	45

Patentansprüche

1. Verfahren zum Erfassen von mehrdimensionalen Augenbewegungen, insbesondere horizontalen, vertikalen und torsionalen Augenbewegungen, bei dem das Auge mit diffusem Infrarotlicht beleuchtet wird und durch einen optoelektronischen Sensor Bildsequenzen des Auges erfaßt werden, die einer dedizierten Rechenarchitektur zur Verarbeitung zugeführt werden, die die 50 Koordinaten der Augenbewegung bestimmt und wahlweise die Bildsequenzen mit den ermittelten Koordinaten auf einem Massenspeicher aufzeichnet und auf einem Monitor anzeigt, umfassend folgende Schritte

- a) Aufbringen von mindestens zwei nichttoxischen Tintur-Markierungen in einer vorgegebenen Geometrie auf die Bindegewebe des Auges außerhalb der Kornea zur Herstellung einer eindeutigen Kontrast-Signatur unter Infrarotbeleuchtung; 60
- b) einmaliges Bestimmen der Koordinaten eines rotationsneutralen Bezugspunktes (Pupillenmitelpunkt beim Geradeausblick) als Referenzposi- 65

tion vor Beginn der Messung;

c) Erfassen, Digitalisieren und Speichern der Bildsequenzen mit dem optoelektronischen Sensor;

d) Binarisieren und Segmentieren eines jeden Augenbildes durch Schwellwerttrennung nach der künstlichen Kontrast-Signatur und Bestimmen der Koordinaten der Markierungen gemäß Schritt b);

e) Zuordnen der Koordinaten des rotationsneutralen Bezugspunktes zu den Koordinaten der Markierungen und Aufspannen einer Fläche über jedem segmentierten Augenbild,

f) Bestimmen der Schwerpunkte aus den voneinander abständeten Markierungen nach Schritt a) und Ermittlung der Abweichung von den Koordinaten des rekonstruierten Bezugspunktes nach Schritt b) als Maß für die horizontale, vertikale und torsionale Position des Auges.

2. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Koordinaten von zwei oder mehreren künstlich markierungen ermittelt werden, so daß die Erfassung der Augenbewegung unabhängig von der Verfolgung natürlicher Merkmale, beispielsweise der Pupille, durchführbar ist.

3. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß als Anordnung der Markierungen eine einfache geometrische Form, vorzugsweise Dreiecksform, gewählt wird, deren Eckpunkte die Koordinatenpaare bilden,

4. Verfahren nach Anspruch 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, daß die Markierungen im Bereich des Übergangs von der Iris zur Sklera aufgebracht werden.

5. Verfahren nach Anspruch 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, daß die Markierungen selbst einfache geometrische Formen, vorzugsweise Kreise, bilden.

6. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß das Auge mit einem Lokalanästhetikum, vorzugsweise Kerakain in Tropfenform, behandelt wird.

7. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß als Markierungs-Tintur eine lebensmittelverträgliche farbstoffhaltige Lösung verwendet wird, die unter Infrarotbeleuchtung detektierbar ist.

8. Verfahren nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, daß als Farbstoff Eisenoxide, vorzugsweise Fe_3O_4 , verwendet werden.

9. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß anstelle der Markierungen aus Markierungs-Tintur durch Laserstrahlen applizierte Markierungen verwendet werden.

10. Verfahren nach Anspruch 1 bis 9, dadurch gekennzeichnet, daß als optoelektronische Sensoren, vorzugsweise CCD- oder CMOS-Bildsensoren, verwendet werden.

11. Anordnung zur Durchführung des Verfahrens nach Anspruch 1, mit einer das Auge beleuchtenden diffusen IR-Lichtquelle, einem optoelektronischen Sensor zur Erfassung von Bildsequenzen des Auges, einer dedizierten Rechenarchitektur zur Bildverarbeitung für die Bestimmung der Augenbewegungen und künstlich auf der Bindegewebe aufgebrachten Markierungen aus nicht-toxischer Tintur, dadurch gekennzeichnet, daß mindestens zwei, an der Haut anhaftende Markierungen (11, 12) in einer vorgegebenen Geometrie nahe des Randes der Iris außerhalb der Kornea angeordnet sind, die mittels eines mit Tintur getränkten Faserstiftes auf der Bindegewebe positionierbar sind.

12. Anordnung nach Anspruch 11, dadurch gekennzeichnet, daß die Markierungen (11, 12) im Bereich des

Überganges von der Iris zur Sklera angeordnet sind.

13. Anordnung nach Anspruch 11, dadurch gekennzeichnet, daß die Geometrie der Markierungen (11, 12) Dreieck- oder Rechteckform aufweist.

14. Tintur zur künstlichen Markierung der Bindegewebe des Auges für mehrdimensionale Augebewegungen, dadurch gekennzeichnet, daß die Tintur aus einem gesundheitsverträglichen, auf dem Epithel der Bindegewebe temporär anhaftenden Farbstoff auf Eisenoxidbasis und Wasser besteht, wobei die Tintur mehr als 80 Gew.-% Eisen enthält.

15. Tintur nach Anspruch 14, dadurch gekennzeichnet, daß in der Tintur Fe_3O_4 enthalten ist.

Hierzu 5 Seite(n) Zeichnungen

- Leerseite

Nummer:
Int. Cl.?:
Offenlegungstag:

DE 199 540 47 A1
A 61 B 3/113
31. Mai 2001

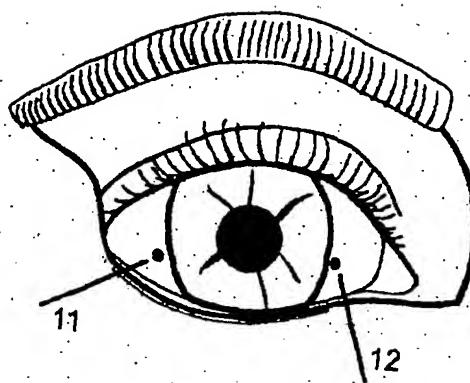
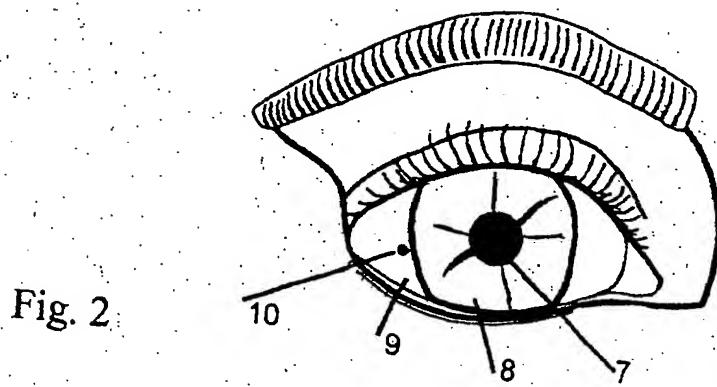
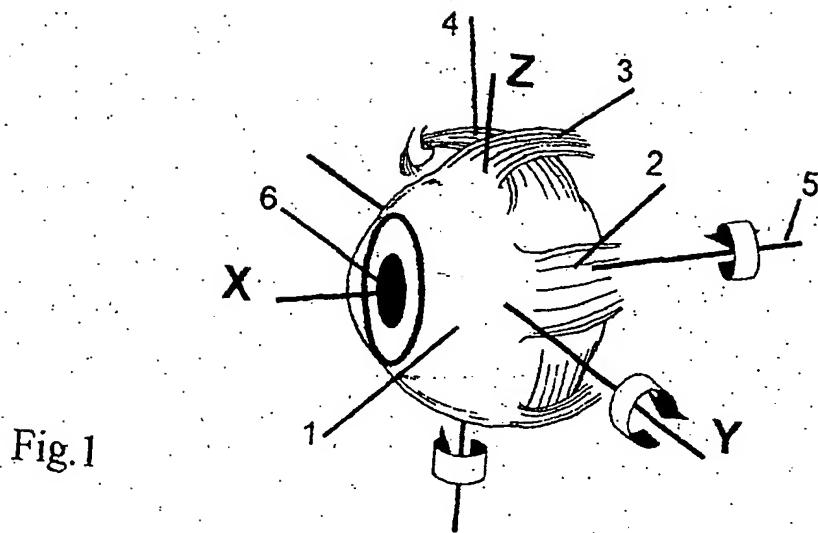
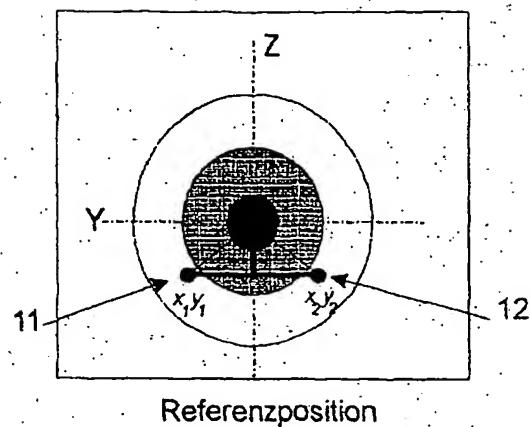
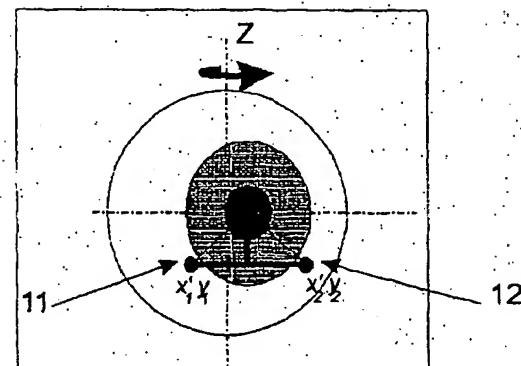


Fig. 4

A



B



C

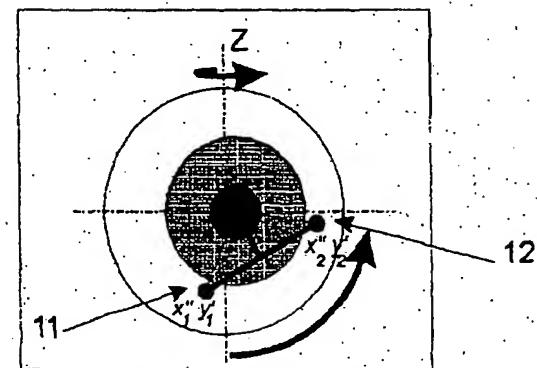
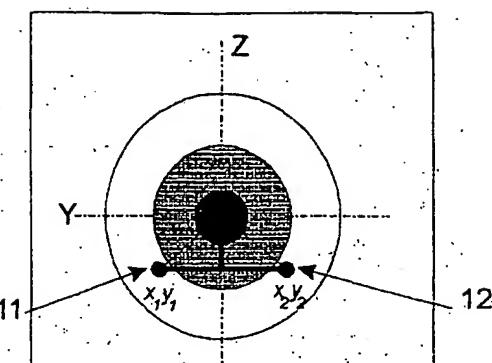


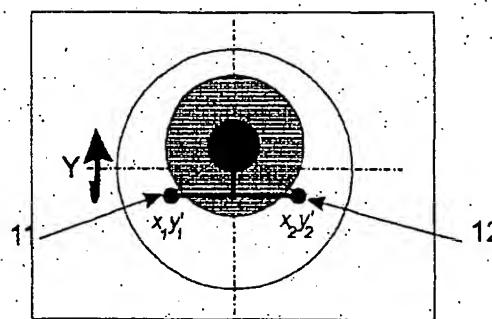
Fig. 5

A



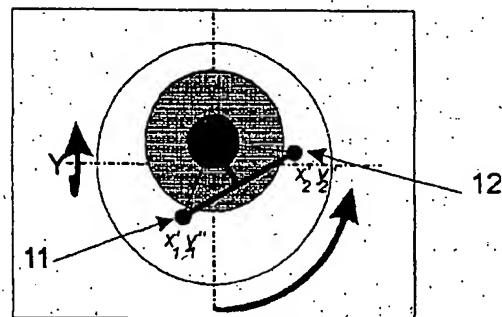
Referenzposition

B



Vertikale Rotation

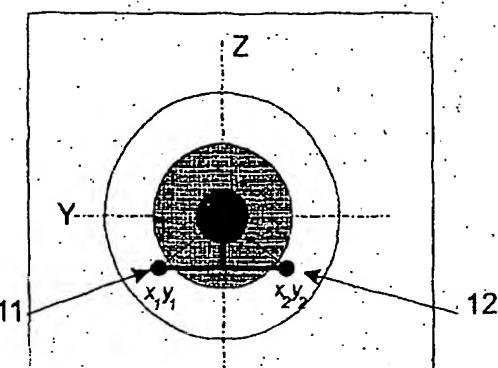
C



Vertikale + Torsionale Rotation

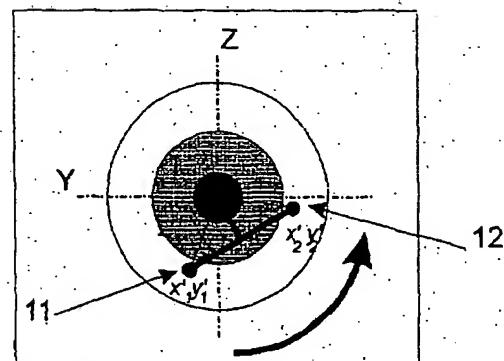
Fig. 6

A



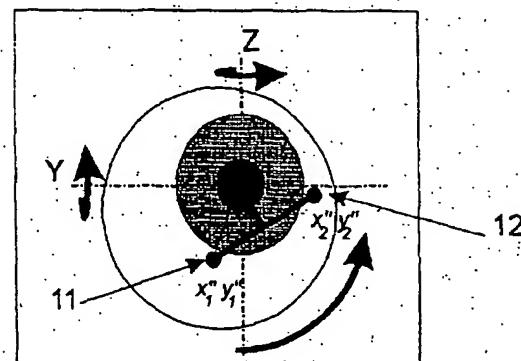
Referenzposition

B



Torsionale Rotation

C

Horizontale + Vertikale +
Torsionale Rotation

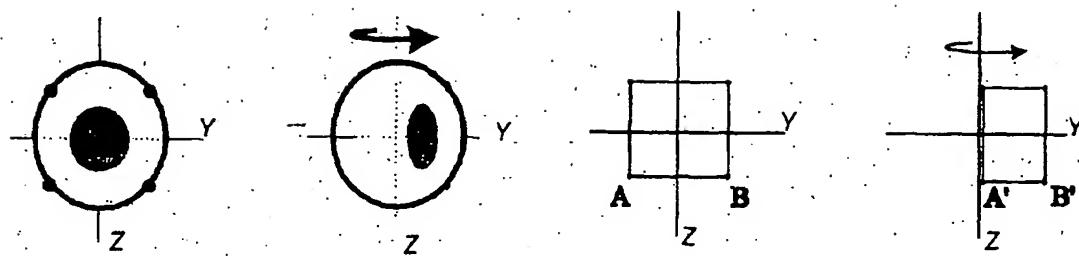


Fig. 7

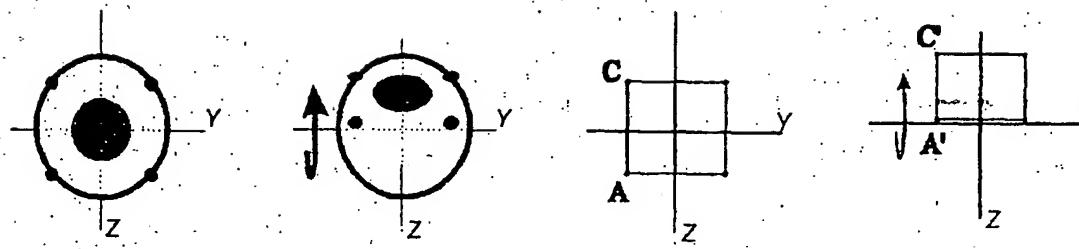


Fig. 8

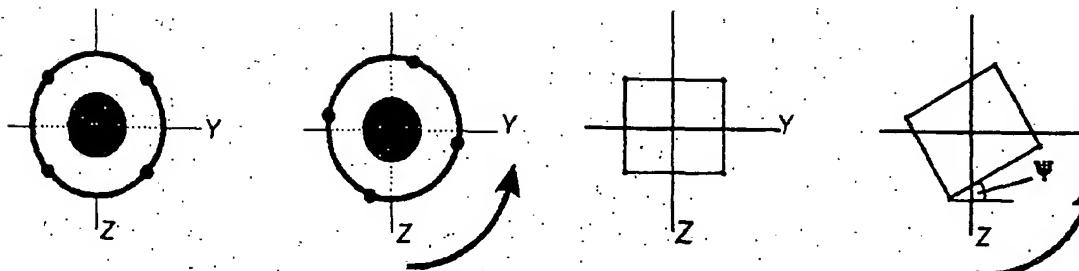


Fig. 9

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- BLACK BORDERS**
- IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**
- FADED TEXT OR DRAWING**
- BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**
- SKEWED/SLANTED IMAGES**
- COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**
- GRAY SCALE DOCUMENTS**
- LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**
- REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**
- OTHER:** _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.